



⑮ **BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 197 53 571 A 1**

⑳ Aktenzeichen: 197 53 571.2  
㉑ Anmeldetag: 3. 12. 97  
㉒ Offenlegungstag: 17. 6. 99

㉓ Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**A 61 B 8/15**  
A 61 B 8/08  
G 03 B 42/06  
G 01 N 29/04  
G 01 N 29/18  
G 01 N 29/28  
H 04 N 5/31

**DE 197 53 571 A 1**

㉔ **Anmelder:**  
Nguyen, Minh-Tri, Dipl.-Ing., 64293 Darmstadt, DE  
  
㉕ **Erfinder:**  
Nguyen, Minh-Tri, 64293 Darmstadt, DE; Nagel,  
Joachim, 70567 Stuttgart, DE; Faust, Uwe, 70182  
Stuttgart, DE

㉖ **Entgegenhaltungen:**

DE	44 46 719 A1
DE	35 05 764 A1
DE	32 42 284 A1
DE	32 26 976 A1
DE	28 27 423 A1
FR	27 33 142 A1
US	55 46 945
US	54 35 312
US	53 18 028
US	39 37 066

HERNANDEZ, A. et al.: Acquisition and Stereoscopic Visualization of Three-Dimensional Ultrasonic Breast Data, in: IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, Vol.43, 1996, S.576 bis 580;

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉗ **Bildgebendes Ultraschallverfahren und -system zur quantitativen Abbildung von Projektions- und Schnittbildern**

㉘ Bei diesem Verfahren wird das Objekt zwischen zwei Ultraschall-Arrays akustisch gekoppelt und durchschallt. Dabei werden jeweils drei Projektions- und Schnittbilder des Objektes erzeugt. Bei einer Ausführung kann z. B. die Brust einer Patientin wie bei einer röntgenmammographischen Bildaufnahme komprimiert, mit Ultraschall mittels eines linearen Arraypaares als Schallsender und -empfänger im Transmissionsmode abgetastet werden. Im allgemeinen sind das lineare Arraypaar und die Schallausbreitung parallel zur Frontalebene angeordnet bzw. gerichtet. Das Arraypaar wird parallel zu sich selbst, d. h. senkrecht zur Schallausbreitung, mechanisch bewegt. Für ein zweidimensionales Arraypaar wird die mechanische Bewegung durch eine elektronische Abtastung ersetzt. Die transmittierten Ultraschallsignale werden so verarbeitet, daß drei unabhängige, quantitative Projektionsbilder entstehen, welche die Schallgeschwindigkeit, die Schallschwächung und deren Frequenzabhängigkeit repräsentieren. Bei Anwendung der Fächerstrahlmethode, bei welcher das von einem Senderelement abgestrahlte Ultraschallsignal von einer Gruppe oder allen Empfangselementen detektiert wird, können zusätzlich drei Schnittbilder, welche die oben genannten Parameter repräsentieren, für jede Schnittebene erzeugt werden. Die Schallgeschwindigkeit wird aus Laufzeitmessungen gewonnen. Die Schallschwächung wird aus der Messung der Amplituden oder aus dem Integral des transmittierten Schallsignals berechnet. Die ...

**DE 197 53 571 A 1**

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein bildgebendes Ultraschallverfahren und -system, wobei quantitative Abbildungen von jeweils drei Projektions- und Schnittbildern eines Objektes erzeugt werden, welche drei physikalische Objekteigenschaften quantitativ beschreiben. Das Objekt wird mit Ultraschall mittels eines Ultraschall-Arraypaares als Schallsender und -empfänger im Transmissionsmode abgetastet. Bei der Verwendung eines linearen Arraypaares wird dieses parallel zu sich selbst, d. h. senkrecht zur Schallausbreitung, mechanisch bewegt. Für ein zweidimensionales Arraypaar wird die mechanische Bewegung durch eine elektronische Abtastung ersetzt. Die transmittierten Ultraschallsignale werden so verarbeitet, daß drei quantitative Projektionsbilder entstehen, welche die Schallgeschwindigkeit, die Schallschwächung und deren Frequenzabhängigkeit repräsentieren. Bei Anwendung der Fächerstrahlmethode, bei welcher das von einem Senderelement abgestrahlte Ultraschallsignal von einer Gruppe oder allen Empfängerelementen detektiert wird, können zusätzlich drei Schnittbilder in der Schallausbreitungsrichtung, welche die oben genannten Parameter repräsentieren, für jede Schnittebene erzeugt werden.

## Stand der Technik

Bildgebende Ultraschall-Transmissionssysteme sind bekannt (US-PS'en 3937066 und 4457175), bei denen ein Sende- und ein Empfangsschallwandler auf entgegengesetzten Seiten eines zu untersuchenden Objektes angeordnet sind. Es werden sogenannte C-Bilder erzeugt, welche die Schallschwächung in der Brennebene darstellen. Dabei handelt es sich um Schnittbilder, die senkrecht auf der Schallausbreitungsrichtung stehen. Nach diesem Prinzip arbeitet die Ultraschall-Kamera, bei der das Objekt von der einen Seite durch einen großflächigen Ultraschall-Wandler inkohärent beschallt wird. Der transmittierte Schall wird auf der Gegenseite mit großflächigen Schalllinsen gebündelt. Die abzubildende Schnittebene des Objektes befindet sich in der einen, das zweidimensionale Empfangsarray in der zweiten Brennebene einer Schalllinse. Wird ein lineares Array verwendet, erfolgt eine zeilenweise Projektion der Schnittebene auf das Detektorarray durch gegeneinander rotierende Prismen [xy, yx]. Durch mechanische Verschiebung der Abbildungslinse wird die Abbildungsebene im Objekt eingestellt. In der Patentschrift DE 36 90 331 T1 wird ein Ultraschall-Bilderzeugungsverfahren und -system vorgestellt, bei dem zur Erzielung einer besseren Abbildung Merkmale von Echo- und Transmissionsbildsystemen vereinigt sind. Bei diesem System ist ein Reflektor mit Streukörpern akustisch an das Objekt gekoppelt und zwar in Opposition zum Schallwandler. Die Amplitude der Echosignale hängt in hohem Maß von der Dämpfung in der Brennebene ab, so daß auch hier ein Schwächungsbild des Objektes in der Brennebene des Schallwandlers (C-Bild) erhalten wird. Dieses Verfahren eignet sich wie unsere Erfindung für die Untersuchung von peripheren Organen wie Brust oder Hoden oder ein freigelegtes inneres Organ wie die Leber.

Auch die akustische Holographie ist ein Transmissionsverfahren, bei dem das Objekt kohärent beschallt wird. Das von einem feststehenden Wandler eingekoppelte und vom zu untersuchenden Objekt beeinflusste Ultraschallfeld wird längs einer willkürlich gewählten Aufzeichnungsgeraden mit einem zweiten Wandler aufgenommen. In einem phasenempfindlichen Detektor erfolgt die Aufteilung der empfangenen Signale nach Real- und Imaginärteil. Daraus wird das Schnittbild des Objektes durch numerische Rekonstruktion erzeugt. Die akustische Holographie hat jedoch bisher

keine praktische Bedeutung in der medizinischen Diagnostik erlangt.

Forschungsarbeit zur Ultraschall-Transmissions-Computer-Tomographie (UTCT) werden seit 20 Jahren durchgeführt. Die Transmissionsmessungen werden überwiegend mit einem Einzelschallwandlerpaar durchgeführt. Die unzumutbaren langen Aufnahmezeiten ( $> 12$  min) und die begrenzte Auflösung ( $> 4$  mm) verhinderten den Eingang in die klinische Routine. Zudem wird meistens nur einer der drei meßbaren Schallparameter (Geschwindigkeit, Schwächungskoeffizient oder dessen Frequenzabhängigkeit) als Ortsfunktion erfaßt. Von uns werden konventionelle lineare Arrays als Schallsender und -empfänger eingesetzt. Die Arrays sind an einem drehbaren Wasserbecken an gegenüberliegenden Seiten fest montiert. Der Becken wird in äquidistanten Winkelschritten bis zu einem Winkel von  $180^\circ$  um das Meßobjekt gedreht. Aus den das Objekt charakterisierenden, transmittierten Impulsen werden die Projektionsdaten (Schalllaufzeit, Schallschwächung und deren Frequenzabhängigkeit) ermittelt und mittels eines Rekonstruktionsalgorithmus daraus die entsprechenden Schnittbilder erzeugt. Eine klinische Erprobung des Ultraschall-Tomographen erfolgt zur Zeit.

Für die bildhafte Darstellung von Objekten wird auch die Röntgentechnik eingesetzt. Es entstehen Projektionsbilder und bei der Röntgen-Computer-Tomographie sowie bei der Kernspintomographie Schnittbilder. Die Kombination dieser Verfahren mit der Ultraschalltechnik dient der verbesserten Diagnostik z. B. bei der Vorsorge-Untersuchung der Mamma.

Bei der Röntgenmammographie wird ein zweidimensionales Projektionsbild der Schwächung der Röntgenstrahlen durch das komprimierte Brustgewebe erzeugt. Die Röntgenmammographie ist zwar zweifellos ein sehr sensitives, aber auch oftmals unspezifisches Abbildungsverfahren, bei dem 40 bis 60% aller gutartigen Mammaveränderung als Falsch-Positiv eingeschätzt werden. Bei Frauen unter 50 Jahren ist die Röntgenmammographie wegen des röntgendichten Drüsengewebes oft nicht in der Lage, Mammakarzinome darzustellen. Das spiegeln alle Biopsieserien wider. Die Kosten der feingeweblichen Abklärung gutartiger Befunde wird auf 2/3 der Gesamtkosten bei einer röntgenmammographischen Untersuchung geschätzt.

Mit Hilfe der Röntgen-Computer-Tomographie ist es möglich, anhand von Schnittbildern Tumore mit einer Größe von 6-8 mm nach Kontrastmittelinjektion auch in einer dichten Brust nachzuweisen. Die Strahlenbelastung ist jedoch höher als bei der Mammographie und die Ortsauflösung ist geringer. Andererseits sind Mikrokalzifikationen im Computertomogramm nicht darzustellen. Als Vorsorge- oder Screeningmethode insbesondere für symptomlose Frauen ist die Röntgen-Computer-Tomographie auch wegen der Kosten nicht einzusetzen.

Die Kernspintomographie der Mamma befindet sich noch im Stadium der klinischen Erprobung. Das kleinste mit diesem Schnittbildverfahren detektierte Karzinom hatte eine Größe von 3 mm. Es ist abzuwarten, ob die Nachteile der Kernspintomographie (relative lange Meßzeit in horizontaler Lage, Probleme bei kardialer Insuffizienz, kein Nachweis von Mikrokalzifikationen, hoher Preis der Untersuchung) für Vorsorge-Untersuchungen in Kauf genommen werden können.

Bildgebende Ultraschall-Echobildsysteme sind bekannt (US-PS'en 4016750 und 4305296), bei denen der Ultraschallwandler sowohl als Sender als auch als Empfänger arbeitet. Damit werden Schnittbilder (B-Bilder) erzeugt. Der Schallstrahl liegt in der Schnittebene. Bei der Untersuchung der weiblichen Brust z. B. ist die Sonographie ein ergänzen-

des Verfahren, das insbesondere bei röntgendichter Mammographie eingesetzt wird. Gewebssentnahmen zur präoperativen Abklärung der Befunde können bei Anwendung der Mammasonographie um ca. ein Viertel vermindert werden. Die Kombination der Röntgenmammographie und der Mammasonographie geht mit einer höheren Treffsicherheit für benigne und maligne Befunde einher. Es ist bisher jedoch nicht möglich, Sonogramme als Schnittbilder mit Röntgenmammogrammen als Projektionsbildern direkt zu vergleichen. Über eine sonographische Methode zur Untersuchung der Brust wurde berichtet mit einer zur Röntgenmammographie identischen Untersuchungsposition. Sie bedient sich eines metallischen Referenzreflektors, der im Ultraschallbild hinter dem Gewebe als weiße, gerade Linie erscheint (Zeitschrift Biomedizinische Technik, Jahrgang 1995, Band 40, Seiten 241 bis 249). Modulationen der Helligkeit dieser Referenzlinie sind durch Veränderungen der Schallschwächung im Objekt, Abweichungen von der Linearität durch Geschwindigkeitsänderungen verursacht. Durch parallele Verschiebung des linearen Arrays entsteht eine zweidimensionale Abbildung des Reflektors. Es konnten lokale Schwächungsveränderungen dargestellt werden, jedoch keine Geschwindigkeitsänderungen.

#### Ausgestaltung der Erfindung

Die Erfindung bezieht sich auf ein bildgebendes Ultraschall-Transmissionsverfahren und -system zur quantitativen Abbildung von Projektions- und Schnittbildern. Dabei befindet sich das Objekt zwischen zwei Ultraschall-Arrays, von denen das eine als Schallsender und das andere als Schallempfänger arbeitet. Dabei kann es sich um lineare oder flächenhafte Ultraschall-Arrays handeln. Zur Darstellung des Transmissionsbildes einer weiblichen Brust z. B. wird diese wie bei einer röntgenmammographischen Bildaufnahme komprimiert und durchschallt. Bei linearen Arrays erfolgt die Abtastung punktweise für die Zeile, worauf sich eine Bewegung der Zeile anschließt und die Abtastung wiederholt wird. Dieser Vorgang wird solange wiederholt, bis das ganze Organ abgetastet ist. Bei flächenhaften Arrays entfällt die Bewegung des Arrays. Das Organ wird z. B. mäderförmig abgetastet. Für jede Position des linearen Arrays bzw. für jede Zeile des flächenhaften Arrays werden mit computertomographischen Methoden drei Ultraschalltomogramme (Schnittbilder) in Schallausbreitungsrichtung erzeugt. Aus der Gesamtheit der transmittierten Signale werden drei Ultraschallmammogramme (Projektionsbilder) senkrecht zur Schallausbreitungsrichtung generiert. In allen Bildern werden quantitative Größen dargestellt und zwar die Schallgeschwindigkeit, die Schallschwächung und deren Frequenzabhängigkeit.

Die mit der Erfindung zu erzielenden Ergebnisse z. B. bei der Abbildung der Mamma bestehen auch darin, daß ein direkter Vergleich zwischen Röntgen- und Ultraschallmammogrammen möglich ist, da die Bildaufnahme unter gleichen Bedingungen d. h. in der gleichen Position erfolgen kann. Das zeitaufwendige Auffinden der röntgenmammographisch nachgewiesener Befunde bei der Mammasonographie durch undefinierte Positionierung der Mamma und des Schallkopfes entfällt damit. Mit diesem neuen Verfahren stehen drei neue physikalische Kenngrößen des Objektes als Ortsfunktionen zur Verfügung, die Schallgeschwindigkeit, die Schallschwächung und deren Frequenzabhängigkeit. Es wird erwartet, daß diese drei Ultraschallmammogramme alleine oder in Verbindung mit der Röntgenmammographie eine verbesserte Treffsicherheit z. B. bei der Diagnose von Tumoren ermöglichen. Durch die zusätzliche Erzeugung der drei Ultraschalltomogramme für jede Schnittebene ist es so-

gar möglich, die genaue Position des Tumors zu erkennen oder ein dreidimensionales Bild der Mamma zu erzeugen.

#### 1. Ausführungsbeispiel

Gemäß dieser Erfindung arbeitet das Ultraschallsystem zur Mammaabbildung im Transmissionsbetrieb, wobei in der Abb. 1 die Brust (1) zwischen zwei Kompressionsplatten (2) aus einem gut schalleitenden Medium, wie Plexiglas z. B., leicht komprimiert wird. Die Platten sind z. B. auf 4 Führungsstangen (4) bewegbar montiert und fixiert. Zwei Linearschallköpfe (3) handelsüblicher Ultraschallgeräte sind mit den Kompressionsplatten (2) verbunden. Sie können in Schritten von z. B. 0.75 mm manuell oder motorisch parallel zu sich selbst verschoben werden, wobei die Schrittweite den Abmessungen der Einzelwandler im Array angepaßt ist. Bei flächenhaften Arrays entfällt diese Bewegung. Bei jedem Schritt wird zur Abbildung der Ultraschallmammogramme eine elektronische Abtastung der Elemente des Arraypaares paarweise in lateraler Richtung durchgeführt. Zur Abbildung der Ultraschalltomogramme wird anstatt einer paarweisen Abtastung eine Fächerstrahlabtastung, wie in der Abb. 2 dargestellt, durchgeführt, bei der ein Schallelement des Senders Ultraschallsignale sendet und auf der Gegenseite eine Gruppe von z. B. 60 Empfangselementen die Signale empfängt. Zur Verbesserung der Auflösung in unmittelbarer Nachbarschaft des Senders und Empfängers sollen diese im Wechsel als Sender und Empfänger betrieben werden. Der Antrieb für die parallele Verschiebung der Arrays (siehe Abb. 3) erfolgt z. B. mit einem Schrittmotor (5). Auch der Einsatz eines Linearmotors oder eines pneumatischen oder hydraulischen Antriebs ist möglich. Der Schrittmotor (5) treibt über ein Getriebe (6) die Trapezspindel (7) an, welche die Drehbewegung des Schrittmotors (5) in eine Linearbewegung der Linearschallköpfe (3) umsetzt. Die lineare Führung erfolgt über die Traversen (8), die von Kugelbüchsen (9) an den Führungsstangen (4) geführt werden.

Abb. 4 zeigt Ultraschallbilder eines zylindrischen Alginatphantoms, das 5 Einschlüsse mit unterschiedlichem Durchmesser besitzt, jedoch alle mit der gleichen Konzentration von Polyäthylenpulver. Abb. 5 zeigt Ultraschallbilder einer rechten, nicht komprimierten Mamma im Bereich der Mamille.

#### 2. Ausführungsbeispiel

Nachstehend wird auf Abb. 6-8 Bezug genommen, die eine modifizierte Ausführungsform zeigen, die zur Abbildung der Hoden ausgelegt ist. Der Patient sitzt während der Untersuchung auf einer Sitzplatte (12), die direkt über einem Wasserbecken (13) angebracht ist. Dabei taucht das zu untersuchende Skrotum (11) durch einen runden Ausschnitt (14) in der Sitzplatte (12) in das Wasserbecken (13) ein. Außerhalb des Wasserbeckens (13) ist die Sitzplatte (12) versteift. Abb. 6 zeigt den Aufbau der Sitzfläche.

Es wird eine vertikale Arrayposition gewählt, um eine horizontale, höhenverstellbare Schallstrahlführung bis möglichst nahe unter der Wasseroberfläche zu gewährleisten (Abb. 7). Der Strahlengang zwischen Send- und Empfangs-Array (15) wird mittels zweier Umlenkspiegel (16) parallel zur Wasseroberfläche geführt. Diese sind in dem Wasserbecken (13) montiert, im Boden des Wasserbeckens (13) befinden sich die Aussparungen für die Arrays (15). Mittels einer Spiegelhalterung können die Spiegel (16) in ihrer Neigung verstellt werden. Dadurch läßt sich der Schallstrahl so justieren, daß er genau auf das Empfangsarray (15) trifft.

Das Wasserbecken wird mittels eines Adapters (17) am Aufnahmebolzen (18) einer Anordnung befestigt. Die zur Meßdatenaufnahme erforderliche vertikale Verstellung wird über den Schrittmotor (19) realisiert (Abb. 8). Der Schrittmotor (19) treibt über ein Zahnrad (20) die Trapezspindel (21) an, welche die Drehbewegung des Motors (19) in eine Vertikalbewegung des Wasserbeckens (13) umsetzt. Die vertikale Führung erfolgt über die Kreuztraverse (22), die von Kugelbüchsen (23) an den Führungsstangen (24) geführt wird. Die Führungsstangen (24) bilden mit den Querstangen (25) gleichzeitig das Gestell für die Sitzfläche.

Bei beiden Ausführungen der Erfindung können zusätzlich zu den Transmissions-Tomogrammen B-Bilder erzeugt werden, indem eines der Ultraschallwandlerarrays an ein übliches B-Bild-Gerät angeschlossen wird.

Anstelle der hier angegebenen Ausführungen kann die Erfindung mit anderen Ultraschallwandlern (z. B. mit zweidimensionalen Ultraschallarrays, mit linearen Ultraschallarrays anderer Mittenfrequenz) und mit anderen Ankopplungsmedien ausgestattet werden.

Ferner kann auch eine Gruppenansteuerung anstelle der Einzelansteuerung der Schallwandler eingesetzt werden. Z.B. durch das Halbschrittverfahren bei der Gruppenansteuerung kann eine Verdoppelung der Zeilen- und Spaltendichte der Ultraschallmammogramme erreicht werden. Ebenso kann auch hier eine elektronische Fokussierung sowie Strahlablenkung durch Verzögerungsglieder realisiert werden.

#### Patentansprüche

1. Bildgebendes Ultraschallverfahren zur Abbildung von Objekten, die zwischen Ultraschallwandlern angeordnet werden können, z. B. lebende Organe aus Weichgewebe wie Mamma oder Hoden, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Objekt zwischen einem oder mehreren Sendern und einem oder mehreren Empfängern akustisch gekoppelt und durchschallt wird, wobei jeweils ein oder mehrere Projektionsbilder des Objektes im Transmissionsmode erzeugt werden, welche die Objekteigenschaften quantitativ abbilden. Dieses sind z. B. die Schallgeschwindigkeit, die Schallschwächung oder deren Frequenzabhängigkeit. Die akustische Ankopplung kann durch Gel, ein Flüssigkeitsbad oder ein mit Wasser oder ein anderes Koppelmedium gefülltes leicht verformbares Behältnis, wie z. B. einen Kunststoffbeutel, erfolgen. Dabei kann das Objekt komprimiert oder im ursprünglichen Zustand belassen werden.

2. Bildgebendes Ultraschallsystem zur Abbildung von Objekten, die zwischen Ultraschallwandlern angeordnet werden können, z. B. lebende Organe aus Weichgewebe wie Mamma oder Hoden, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Objekt zwischen einem oder mehreren Sendern und einem oder mehreren Empfängern akustisch gekoppelt und durchschallt wird, wobei jeweils ein oder mehrere Projektionsbilder des Objektes im Transmissionsmode erzeugt werden, welche die Objekteigenschaften quantitativ abbilden. Dieses sind z. B. die Schallgeschwindigkeit, die Schallschwächung oder deren Frequenzabhängigkeit. Bei den Sendern und den Empfängern handelt es sich um einzelne Transducer, lineare oder zweidimensionale Arrays. Die akustische Ankopplung kann durch Gel, ein Flüssigkeitsbad oder ein mit Wasser oder ein anderes Koppelmedium gefülltes leicht verformbares Behältnis, wie z. B. einen Kunststoffbeutel, erfolgen. Dabei kann das Objekt komprimiert oder im ursprünglichen Zustand

belassen werden.

3. Bildgebendes Ultraschallsystem nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Objekt mittels zwei linearen Ultraschallarrays punktweise für die Zeile oder Spalte abgetastet wird, worauf sich eine Bewegung der Zeile oder Spalte anschließt und die Abtastung wiederholt wird, bis das ganze Organ abgetastet ist. Dabei werden ein oder mehrere quantitative Projektionsbilder senkrecht zur Schallausbreitungsrichtung erzeugt.

4. Bildgebendes Ultraschallsystem nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß zur Vermeidung einer mechanischen Abtastung mit linearen Arraypaaren ein Array oder beide Arrays als zweidimensionale Transducer ausgebildet sind. Das Objekt wird z. B. mäanderrförmig abgetastet. Dabei werden ein oder mehrere quantitative Projektionsbilder senkrecht zur Schallausbreitungsrichtung erzeugt. Quantitativ werden die drei Schallparameter Geschwindigkeit, Schwächung und frequenzabhängige Schwächung dargestellt.

5. Bildgebendes Ultraschallsystem nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß ein einzelner großflächig ausgebildeter Schallsender verwendet wird. Der Schallempfänger kann ein lineares oder ein flächenhaftes Array sein. Das Objekt wird vom Schallempfänger z. B. mäanderrförmig abtastet. Dabei werden ein oder mehrere quantitative Projektionsbilder senkrecht zur Schallausbreitungsrichtung erzeugt.

6. Bildgebendes Ultraschallverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Gruppenansteuerung anstelle der Einzelansteuerung der Schallwandler eingesetzt wird, z. B. durch das Halbschrittverfahren. Bei der Gruppenansteuerung kann eine Verdoppelung der Zeilen- und Spaltendichte in den Ultraschallbildern erreicht werden.

7. Bildgebendes Ultraschallverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Fokussierung und/oder Ablenkung des Schallstrahles durch eine entsprechende Ansteuerung des Sendearrays erfolgt.

8. Bildgebendes Ultraschallverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Fokussierung des Empfangswandlers durch eine entsprechende Ansteuerung des Empfangsarrays erfolgt.

9. Bildgebendes Ultraschallverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Fokussierung des Schallstrahles und des Empfangswandlers durch eine entsprechende Ansteuerung des Sende- und Empfangsarrays erfolgt.

10. Bildgebendes Ultraschallverfahren zur Abbildung von Objekten, die zwischen Ultraschallwandlern angeordnet werden können, z. B. lebende Organe aus Weichgewebe wie Mamma oder Hoden, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Objekt zwischen einer Sender- und einer Empfangsanordnung akustisch gekoppelt und durchschallt wird, wobei jeweils mehrere Projektionsbilder und quantitative Schnittbilder des Objektes im Transmissionmode erzeugt werden. In allen Transmissionsbildern werden quantitative Parameter dargestellt, z. B. die Schallgeschwindigkeit, die Schallschwächung und deren Frequenzabhängigkeit. Die akustische Ankopplung kann durch Gel, ein Flüssigkeitsbad oder ein mit Wasser oder ein anderes Koppelmedium gefülltes leicht verformbares Behältnis, wie z. B. einen Kunststoffbeutel, erfolgen. Dabei kann das Objekt komprimiert oder im ursprünglichen Zustand belassen werden.

den.

11. Bildgebendes Ultraschallsystem zur Abbildung von Objekten, die zwischen Ultraschallwandlern angeordnet werden können, z. B. lebende Organe aus Weichgewebe wie Mamma oder Hoden, dadurch gekennzeichnet, daß das Objekt zwischen einer Sender- und einer Empfangsanordnung akustisch gekoppelt und durchschallt wird, wobei jeweils mehrere Projektionsbilder und quantitative Schnittbilder des Objektes im Transmissionmode erzeugt werden. Bei den Sendern und den Empfangsanordnungen handelt es sich um Einzelschwinger, lineare oder zweidimensionale Arrays. In allen Transmissionsbildern werden quantitative Parameter dargestellt, z. B. die Schallgeschwindigkeit, die Schallschwächung und deren Frequenzabhängigkeit. Die akustische Ankopplung kann durch Gel, ein Flüssigkeitsbad oder ein mit Wasser oder ein anderes Koppelmedium gefülltes leicht verformbares Behältnis wie z. B. einen Kunststoffbeutel erfolgen. Dabei kann das Objekt komprimiert oder im ursprünglichen Zustand belassen werden.

12. Bildgebendes Ultraschallsystem nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß das Objekt mittels zwei Ultraschallarrays fächerstrahlförmig abtastet wird, wobei drei Schnittbilder für jede Position des linearen Arraypaares bzw. für jede Zeile des flächenhaften Arraypaares axial zur Schallausbreitung erzeugt werden. Quantitativ werden die drei Schallparameter Geschwindigkeit, Schwächung und frequenzabhängige Schwächung dargestellt.

13. Bildgebendes Ultraschallverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zur verbesserten Auflösung der Schnittbilder in der Nähe zum Sender und zum Empfänger die Arrays abwechselnd als Sender und als Empfänger verwendet werden.

14. Bildgebendes Ultraschallverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein dreidimensionales Bild aus der Gesamtheit der Schnittbilder erzeugt werden kann.

15. Bildgebendes Ultraschallverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zur verbesserten Diagnostik ein oder mehrere Kombinationsbilder von zwei oder mehreren Ultraschall-Transmissions-Schnitt- und Projektionsbildern untereinander und miteinander erzeugt werden. Die Kombination kann auf verschiedener Weise erfolgen, z. B. durch eine Projektion der einzelnen Bilder aufeinander, durch Summation, Farbgebung oder Kombinationen daraus.

16. Bildgebendes Ultraschallverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zur verbesserten Diagnostik ein Kombinationsbild aus einem Ultraschall-B-Bild und einem oder mehreren Ultraschall-Transmissions-Projektionsbildern oder Tomogrammen erzeugt wird. Die Kombination kann auf verschiedener Weise erfolgen, z. B. durch eine Projektion der einzelnen Bilder aufeinander, durch Summation, Farbgebung oder Kombinationen daraus.

17. Bildgebendes Ultraschallverfahren zur Abbildung von Objekten, die zwischen Ultraschallwandlern angeordnet werden können, z. B. lebende Organe aus Weichgewebe wie Mamma oder Hoden, dadurch gekennzeichnet, daß zur verbesserten Diagnostik ein Kombinationsbild aus einem oder mehreren Ultraschall-Transmissions-Schnitt- und Projektionsbildern und einem Röntgenprojektionsbild erzeugt werden kann. Dabei wird das Objekt komprimiert zwischen ei-

nem Schallsender und einem Schallempfänger akustisch gekoppelt und durchschallt, wobei jeweils ein oder mehrere quantitative Ultraschallprojektionsbilder und/oder Ultraschalltomogramme sowie ein Röntgenprojektionsbild des Objektes erzeugt werden. In allen Ultraschalltransmissionsbildern werden quantitative Parameter dargestellt, z. B. die Schallgeschwindigkeit, die Schallschwächung und deren Frequenzabhängigkeit. Die akustische Ankopplung kann durch Gel, ein Flüssigkeitsbad oder ein mit Wasser oder ein anderes Koppelmedium gefülltes leicht verformbares Behältnis wie z. B. einen Kunststoffbeutel erfolgen. Die Kombination kann auf verschiedener Weise erfolgen, z. B. durch eine Projektion der einzelnen Bilder aufeinander, durch Summation, Farbgebung oder Kombinationen daraus.

18. Bildgebendes Ultraschallsystem zur Abbildung von Objekten, die zwischen Ultraschallwandlern angeordnet werden können, z. B. lebende Organe aus Weichgewebe wie Mamma oder Hoden, dadurch gekennzeichnet, daß zur verbesserten Diagnostik ein Kombinationsbild aus einem oder mehreren Ultraschall-Transmissions-Schnitt- und Projektionsbildern und einem Röntgen-Projektionsbild erzeugt werden kann. Dabei wird das Objekt komprimiert zwischen einem Schallsender und einem Schallempfänger akustisch gekoppelt und durchschallt, wobei jeweils ein oder mehrere quantitative Ultraschallprojektionsbilder und/oder Ultraschalltomogramme sowie ein Röntgenprojektionsbild des Objektes erzeugt werden. Bei dem Schallsender und dem Schallempfänger handelt es sich um Einzeltransducer, lineare oder zweidimensionale Arrays. In allen Ultraschalltransmissionsbildern werden quantitative Parameter dargestellt, z. B. die Schallgeschwindigkeit, die Schallschwächung und deren Frequenzabhängigkeit. Die akustische Ankopplung kann durch Gel, ein Flüssigkeitsbad oder ein mit Wasser oder ein anderes Koppelmedium gefülltes leicht verformbares Behältnis wie z. B. einen Kunststoffbeutel erfolgen. Die Kombination kann auf verschiedener Weise erfolgen, z. B. durch eine Projektion der einzelnen Bilder aufeinander, durch Summation, Farbgebung oder Kombinationen daraus.

19. Bildgebendes Ultraschallsystem nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß zur direkten Vergleichbarkeit von Ultraschall- und Röntgenprojektionsbildern die Bildaufnahme in der gleichen Apparatur, d. h. der gleichen Position erfolgen kann.

Hierzu 6 Seite(n) Zeichnungen

## Zeichnungen

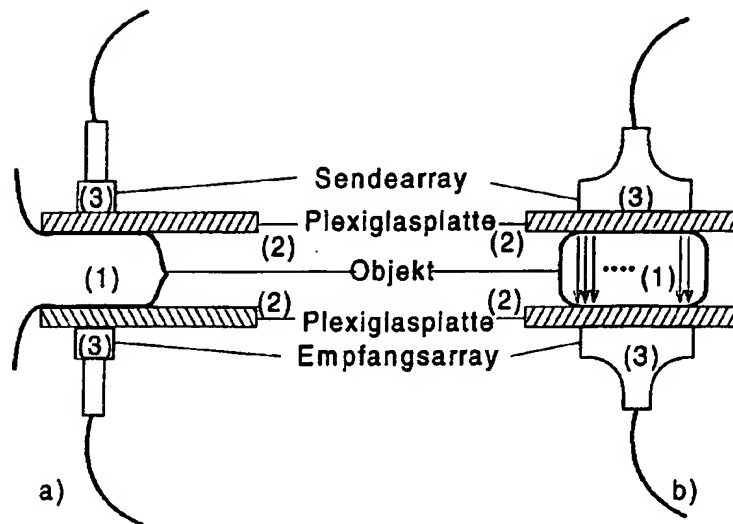


Abb. 1: Schematische Darstellung der Anordnung zur Aufnahme der Ultraschallmammogramme (Projektionsbilder),  
a) Seitenansicht, b) Frontansicht.

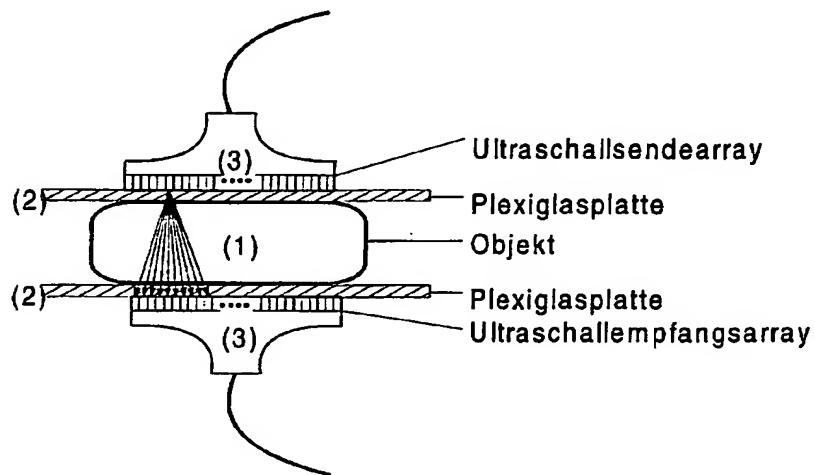


Abb.2: Schematische Darstellung der Anordnung zur Aufnahme der Ultraschalltomogramme (Schnittbilder).

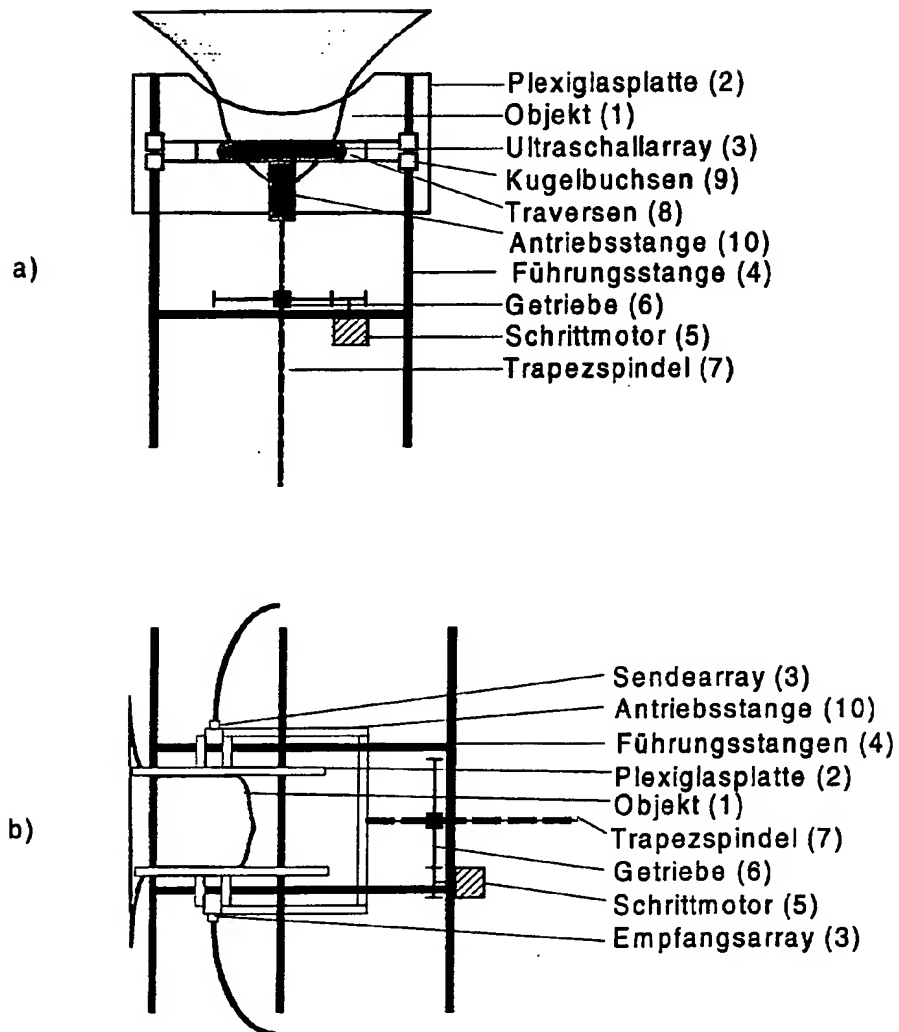


Abb. 3: Schematische Darstellung des motorischen Antriebs der Arrays zur Aufnahme von Ultraschallmammogramme und -tomogramme,  
a) Draufsicht, b) Seitenansicht.

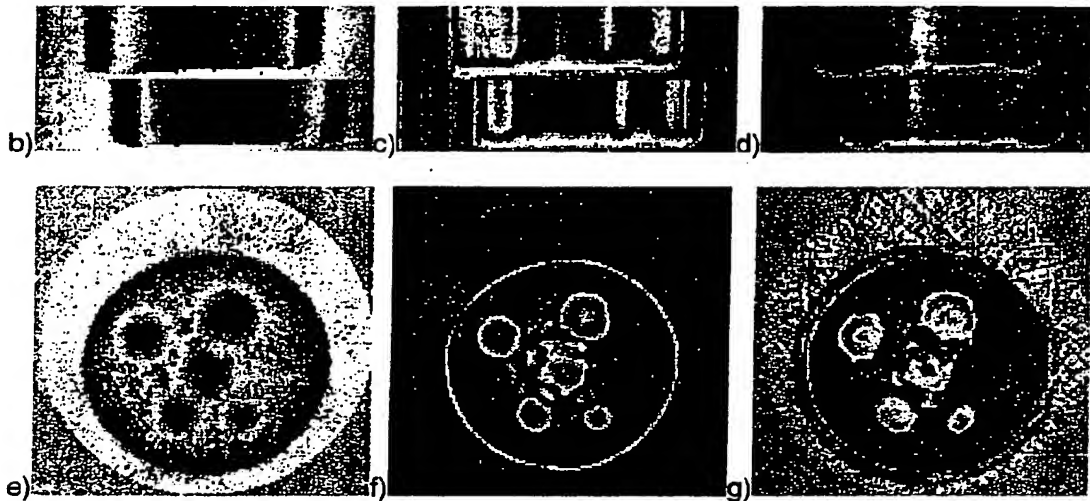
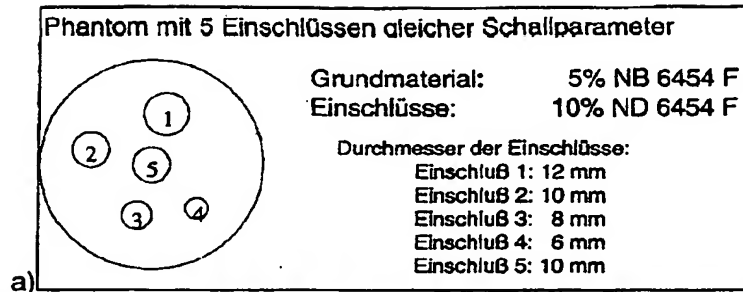
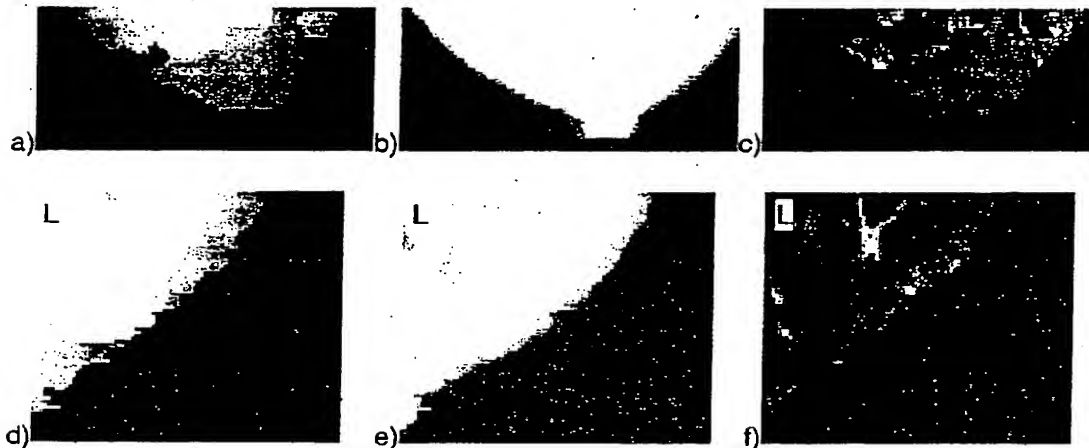


Abb. 4: Ultraschallbilder eines Alginatphantoms,

- a) Geometrie des Alginatphantoms, in Prozent sind die Konzentrationen von Polyäthylenpulver angegeben,  
b) Schallgeschwindigkeitsprojektionsbild, oben: axial, unten: lateral,  
c) Schallschwächungsprojektionsbild, oben: axial, unten: lateral,  
d) Projektionsbild der frequenzabhängigen Schallschwächung, oben: axial, unten: lateral,  
e) Schallgeschwindigkeitstomogramm,  
f) Schallschwächungstomogramm,  
g) Tomogramm der frequenzabhängigen Schallschwächung.





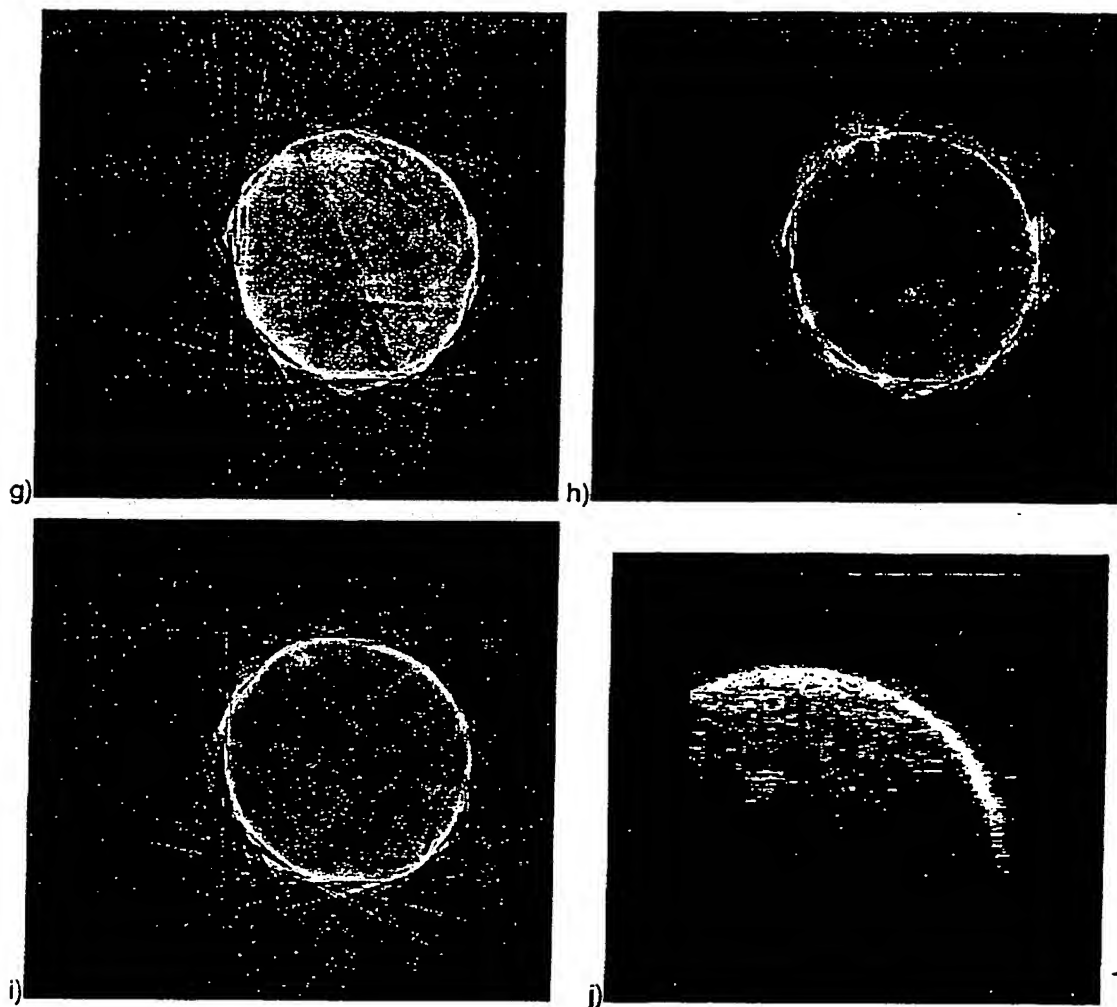


Abb. 5: Ultraschallabbildung einer linken, weiblichen und gesunden Brust (20 Jahre alt),

- a) Schallgeschwindigkeitsmammogramm, nicht komprimiert,
- b) Schallschwächungsmammogramm, nicht komprimiert,
- c) Mammogramm der frequenzabhängigen Schwächung, nicht komprimiert,
- d) Schallgeschwindigkeitsmammogramm, komprimiert,
- e) Schallschwächungsmammogramm, komprimiert,
- f) Mammogramm der frequenzabhängigen Schallschwächung, komprimiert,
- g) Schallgeschwindigkeitstomogramm,
- h) Schallschwächungstomogramm,
- i) Tomogramm der frequenzabhängigen Schallschwächung,
- j) B-Bild, 5 MHz.

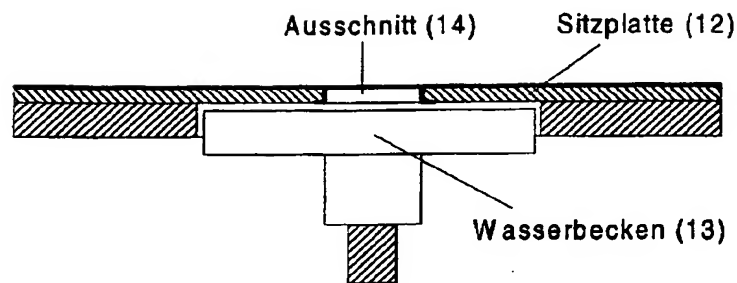


Abb. 6: Schematische Darstellung der Sitzfläche.

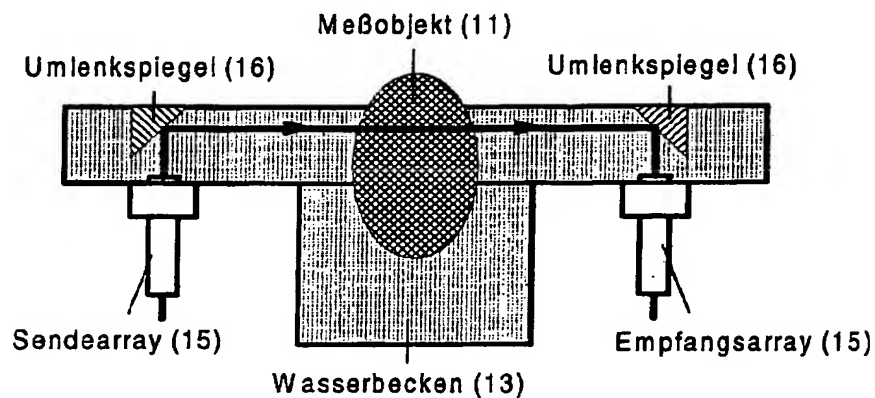


Abb. 7: Schematische Darstellung des Wasserbeckens zur Hoden-Untersuchung und dessen Strahlführung.

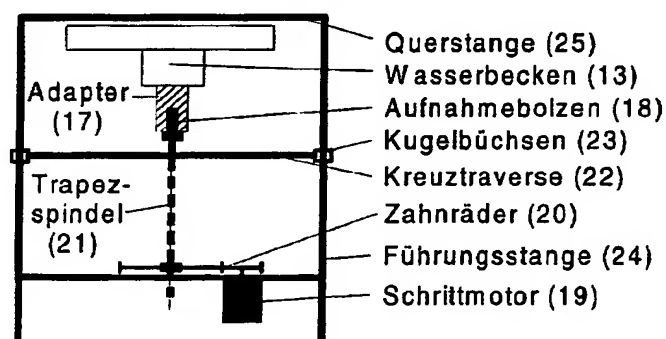


Abb. 8: Schematische Darstellung des motorischen Antriebs zur Aufnahme von Projektions- und Schnittbilder der Hoden.

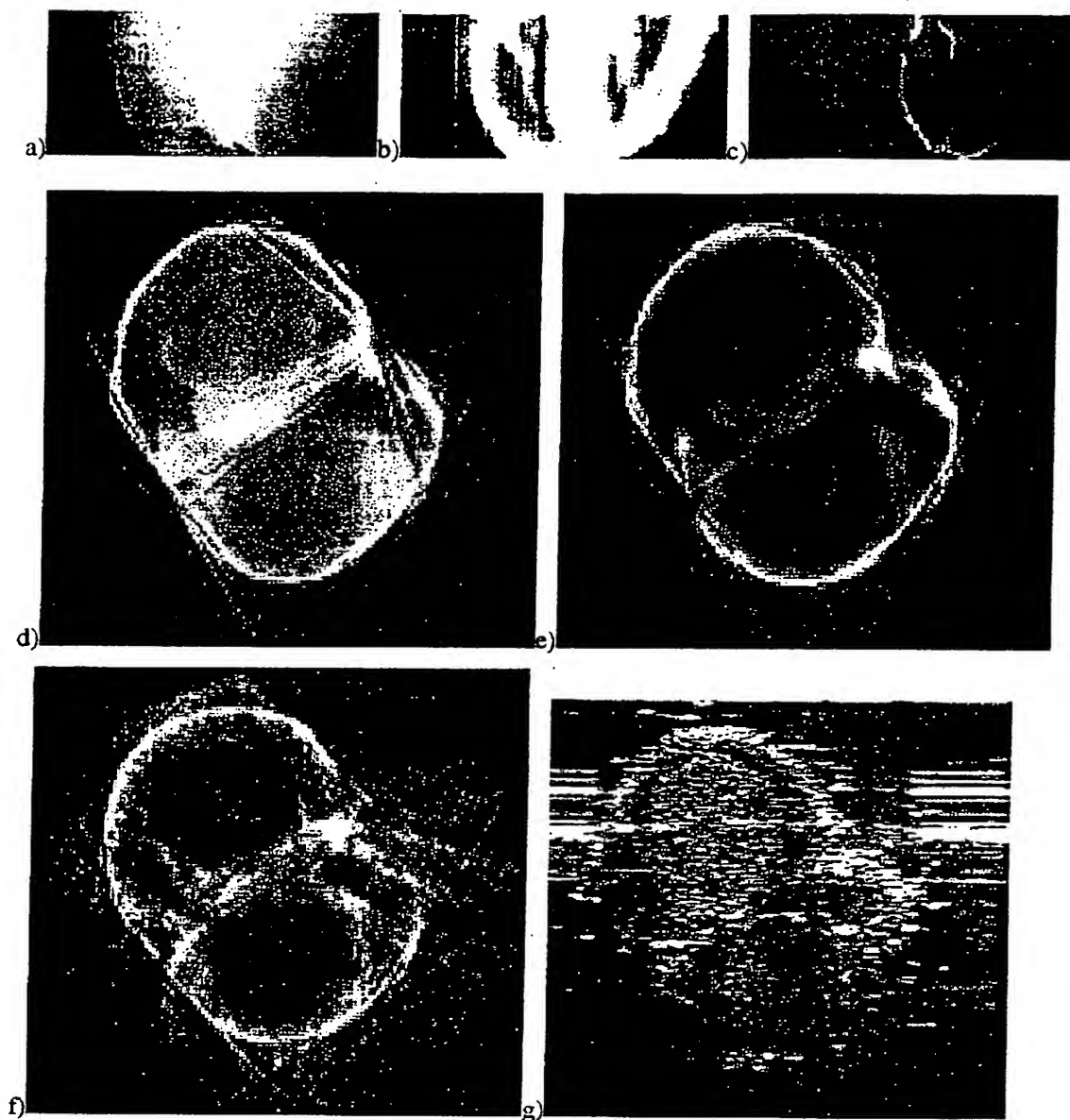


Abb. 9: Ultraschallabbildung eines gesunden Skrotums (37 Jahre alt),

- a) Projektionsbild der Schallgeschwindigkeit,
- b) Projektionsbild der Schallschwächung,
- c) Projektionsbild der frequenzabhängigen Schwächung,
- d) Schallgeschwindigkeitstomogramm,
- e) Schallschwächungstomogramm,
- f) Tomogramm der frequenzabhängigen Schallschwächung
- g) B-Bild, 5 MHz.

Legal Language Services, Inc.  
18 John Street, Suite 300  
New York, NY 10038  
Telephone: (212) 766-4663  
Toll Free: (800) 322-0284  
Telefax: (212) 349-0964  
[www.legallanguage.com](http://www.legallanguage.com)

19 **FEDERAL REPUBLIC of GERMANY** 12 **Published Patent Application** 51 Int. Cl.<sup>6</sup>:

10 **DE 197 53 571 A1**

**A 61 B 8/15**

A 61 B 8/08

G 03 B 42/06

G 01 N 29/04

G 01 N 29/18

G 01 N 29/28

H04 N 5/31

(eagle symbol)

**German  
Patent and  
Trademark Office**

21 Application file no.: 197 53 571.2

22 Application date: 12/03/1997

43 Date of publication: 06/17/1999

71 Applicant:  
Nguyen, Minh-Tri, Dipl. - Engineer, 64293 Darmstadt, DE

72 Inventor:

Nguyen, Minh-Tri, 64293 Darmstadt DE; Nagel,  
Joachim, 70567 Stuttgart, DE; Faust, Uwe 70182  
Stuttgart, DE. .

56 Cited prior art:

DE 44 46 739 A1

DE 35 05 764 A1

DE 32 42 284 A1

DE 32 26 976 A1

DE 28 27 423 A1

FR 27 33 142 A1

US 55 46 945

US 54 35 312

US 53 18 028

US 39 37 066

HERNANDEZ, A. et al:  
Acquisition and Stereo-  
scopic Visualization of  
Three-Dimensional  
Ultrasonic Breast Data,  
in: IEEE Transactions  
on Ultrasonics, Ferro-  
electrics and Frequency  
Control, Vol. 43, 1996,  
page 576 to 580;

The following specifications are the documents presented by the Applicant  
for examination of the application pursuant to § 44 PatG

**54 Ultrasonic Imaging Processes and System for the Quantitative Representation of Projections and Sectional Views**

**57** In this method the object is situated between two acoustically coupled ultrasonic-arrays and is ultrasonically investigated. Thereby, three projections and sectional views of the object, respectively, are produced. In one embodiment, e.g. the patient's chest is compressed in the manner of x-ray mammography and scanned with ultrasound by means of a linear pair array of sound emitter and receiver transducer in the transmission mode. In general, the linear pair-array and the sound propagation are arranged or positioned parallel to the frontal plane. The array-pair is mechanically actuated parallel to itself, i.e. vertical to the sound propagation. For a two-dimensional array-pair the mechanical movement is replaced by an electronic scanning. The transmitted ultrasound signal is processed so that three independent, quantitative projection images are formed, which represent the sound velocity, damping and its' frequency dependency. With use of fanning beam methods, by which the ultrasound signal radiated by a transmitter element is detected by a group or all receiver elements, three sectional views which represent the above parameters, are produced for each sectional plane. The sound velocity is obtained from elapsed time measurements. Sound damping is calculated by measurement of the amplitudes or the integral of the transmitted sonic signal.

**DE 197 53 571 A 1**

**FEDERAL PRINTING OFFICE 04/99 902 024/85/01**

Description

The invention relates to an ultrasound imaging method and system, whereby quantitative images of three projections and sectional views, respectively, of an object are formed, which depict three physical object properties quantitatively. The object is ultrasonically scanned by means of an ultrasound array-pair of sound emitter and receiver transducer in the transmission mode. With use of a linear array-pair, this is mechanically actuated parallel to itself, i.e. vertical to the sound propagation. For a two-dimensional array-pair, the mechanical actuation is replaced by an electronic scanning. The transmitted ultrasound signal is processed so that three quantitative projection images are formed, which represent the sound velocity, damping and its' frequency dependency. With use of fanning beam methods, by which the ultrasound signal radiated by a transmitter element is detected by a group or all receiver elements, three sectional views, which represent the above parameters, are additionally produced for each sectional plane.

State of the Art

Imaging ultrasound-transmission systems are well-known (US-patents 3,937,066 and 4,457,175), in which a transmitting- and receiving transducer are disposed on opposite sides of an object to be examined. So-called C-images are formed, which show the damping in the focal plane. Thereby, it is a matter of sectional views which are vertical to the direction of sound propagation. Functioning according to this principle is the ultrasound-camera, with which the object is incoherently sonicated on one side by a large-area ultrasound-transducer. The transmitted sound is focused upon the opposite side by large surface area acoustic lenses. The sectional plane of the object to be imaged is situated in the first, and the two-dimensional receiving-array is in the second focal plane. If a linear array is used, a line-by-line projection of the sectional plane takes place upon the detector array by means of prisms [xy, yx] rotating opposite to one another. Through mechanical adjustment of the imaging lens, the imaging plane in the object is preset. In patent specification DE 36 90 331 T1 an ultrasound-image creation method and system is disclosed, in which characteristics of echo- and transmission imaging systems are combined to achieve a better imaging. In this system a reflector with diffuser is acoustically coupled to the object, namely in opposition to the sound transducer. The amplitude of the echo signal depends in large measure upon the damping in the focal plane, so that here also a faded image is received in the focal plane of the transducer (C-image). The method is suited to be our invention in regard to the examination of peripheral organs such as the breast or testicles or an exposed inner organ such as the liver.

Acoustic holography is also a transmission method, by which the object is coherently sonicated. The ultrasound field which is coupled to a stationary transducer and influenced by the object to be examined, is recorded lengthwise with a second transducer of a randomly chosen straight record. The partitioning of the received signals as to real and imaginary parts takes place in a phase-sensitive detector. Thereby, the sectional view of the object is produced after many reconstructions. Up to now, acoustic holography has

attained no practical importance in medical diagnostics.

Research for ultrasound-transmission-computer-tomography has been conducted for 20 years. The transmission measurements have been carried out predominantly with a single transducer pair. The unacceptably long picture-taking time ( $> 12$  min) and the limited resolution ( $> 4$  mm) hindered acceptance into the clinical routine. Furthermore, at the most only one of the three measurable sonic parameters (velocity, damping coefficient or its' frequency dependence) are recorded as a point function. Conventional linear arrays are used by us as sound-transmitter and receiver. The arrays are firmly mounted on opposite sides on a rotating tank. The tank is rotated around the object to be tested in equidistant angular sections up to an angle of  $180^\circ$ . From the object-characterizing, transmittable impulses, the projection data (elapsed time of sound, sound damping and its' frequency dependence) is ascertained and from this by means of a reconstruction algorithm the corresponding sectional views are produced. A clinical testing of the ultrasound tomographers is presently taking place. X-ray techniques are used for the pictorial representation of objects. Projection images and sectional views are created with x-ray computer tomography and also with nuclear resonance tomography. The combination of this method with the ultrasound technique serves for improved diagnostics, e.g. in the precautionary examination of the breasts.

In X-ray mammography, a two-dimensional projection image of the weakening of the X-ray beams through the compressed breasts is produced. X-ray mammography is without doubt a very sensitive, but often unspecific imaging method, by which 40 to 60% of all innocent mammary changes are estimated to be false positive. With women under 50 years, due to radio-opaque glandular tissue, X-ray mammography is often not in the position to detect mammary carcinoma. All biopsy series further reflect this. The cost of fine tissue laboratory clarification of fine tissue innocent findings is estimated to be  $2/3$  of the costs of an X-ray mammographic examination.

With the aid of X-ray-computer-tomography, it is possible by means of sectional views to detect tumors 6-8 mm in size using contrast agent injection in one densified breast. However, radiation exposure is higher than with mammography and the local resolution is lower. On the other hand, microcalcifications are not shown in the computer tomograph. As a precautionary or screening method, in particular for symptom-free women, X-ray-computer-tomography is also not used due to cost.

Nuclear magnetic resonance tomography of the breast is still in the clinical trial stage. The smallest carcinoma detected with this sectional view method has a size of 3 mm. It remains to be seen as to whether the disadvantages of nuclear magnetic resonance tomography (relatively long measurement period in horizontal position, problems with cardiac insufficiency, no detection of microcalcifications, high price of the examination) can be accepted for precautionary examinations.

Imaging ultra-sound echo-systems are well-known (US patents 4,016,750 and 4,305,296), in which the ultrasound transducer functions both as a transmitter and receiver. Therewith, sectional views (B-images) are created. The sound beam is located in the sectional plane. In the testing

of the method, breasts with X-ray opaqueness are utilized. Tissue removals for preoperative laboratory clarification of findings can be diminished about a fourth with use of breast sonography. The combination of X-ray mammography and mammosonography is accompanied with a higher accuracy for benign and malignant findings. Up to now it has not been possible to directly compare sonograms as sectional images with X-ray mammograms as projection images. In regard to a sonographic method for breast examination, a method has been reported having one identical examination position for the X-ray mammography. It uses a metallic reference-reflector, which appears in the ultrasound image behind the tissue as a white, straight line (Biomedical Technology Journal) issues of 1995, volume 40, page 241 - 249). Modulations of the brightness of this reference line are caused by variations of the sound damping in the object, and by deviations of the linearity due to changes in velocity. Through parallel adjustment of the linear arrays, a two-dimensional imaging of the reflector is created. Local damping variations could be represented, but no changes of velocity.

#### Development of the Invention

The invention relates to an imaging ultrasound-transmission-method and system for quantitative imaging of projection- and sectional images. Thereby, the object is situated between two ultrasound arrays, of which one functions as sound emitter and the other as receiving transducer. Thereby, it can be a linear or laminar ultrasound-array. For portrayal of the transmission image of a female breast, for example, the breast is compressed and sonicated in the same manner as is done in an X-ray mammographic picture recording. With linear arrays the scanning takes place point-wise for the line, whereupon a motion of the line follows and scanning is repeated. This procedure is repeated until the whole organ is scanned. With laminar arrays, the motion of the array is omitted. The organ, for example, is scanned in a meander-shape. For each position of the linear array, for example, or respectively, for each line of the laminar array, three ultrasound tomograms (sectional images) are produced in the sound propagation direction with computer-tomographic methods. Out of the totality of the transmitted signals, three ultrasound mammograms (projection images) vertical to the sound propagation direction are generated. In all images, quantitative sizes are represented, and indeed also the sound velocity, the sound damping and its' frequency dependence. The results to be achieved with the invention, for example, in the imaging of the breast consist in that a direct comparison between X-ray and ultrasound mammograms is possible, since image recording under identical conditions, that is in the same position, can take place. The time-consuming locating of the results detected by X-ray mammography is thereby avoided with mammosonography by undefined positioning of the breast and transducer. With this novel method three new physical characteristic quantities are available, the sound velocity, the sound damping and its' frequency dependence. It is to be expected that these three ultrasound mammograms alone or in combination with X-ray mammography make possible an improved accuracy, e.g. in the diagnosis of tumors. In view of the additional production,



## DE 197 53 571 A 1

4

it is even more possible to recognize the exact position of the tumor or to produce a three-dimensional image of the breast.

### Working Example 1

According to this invention the ultrasound system for breast imaging functions in the transmission operation, whereby as in Fig. 1 the breast (1) is lightly compressed between two compression plates (2) made from a highly sound-conducting medium, such as Plexiglas e.g. The plates are, for example, mounted and fixed on 4 movable guide rods (4). Two linear transducers (3), commercial ultrasound equipment, are connected with the compression plates (2). They can be manually or power shifted in step sizes of e.g. 0.75 mm parallel to themselves, whereby the step size is adjusted to the dimensions of the single transducer in the array. This motion is omitted with laminar arrays. With each step of the ultrasound mammogram imaging an electronic scanning takes place of the elements of the array-pair in pairs in the lateral direction. For ultrasound-tomogram imaging a fan-beam scanning is carried out instead of a pair-wise scanning, as is shown in Fig. 2, in which a transmitter sound element emits ultrasound signals and a group of e.g. about 60 receiving elements on the opposite side receives the signals. For improvement of the resolution in the immediate vicinity of the transmitter and receiver these should be operated with a switch-over of transmitter and receiver. The drive for the parallel shifting of the arrays (see Fig. 3) takes place with a multiphase motor (5). Also, the use of a linear motor or a pneumatic or hydraulic drive is possible. The multiphase motor (5) actuates by means of a gearing assembly (6) the trapezoid spindle (7), which implements the rotational motion of the multiphase motor (5) in a linear motion of the linear transducer (3). The linear guidance takes place by means of the crossbeams (8), which are led from the tube joints (9) to the guide rods (4).

Fig. 4 shows ultrasound images of a cylindrical alginate phantom having 5 inclusions with varying diameters, but all with the same concentration of polyethylene powder.

Fig. 5 is an ultrasound image of a right, non-compressed breast in the area of the nipple.

### Working Example 2

Hereinafter Figs. 6-8 are referred to, which illustrate a modified embodiment which is dimensioned for imaging of the testicles. During the examination the patient sits on a seat plate (12), which is affixed directly over a water tank (13). Thereby, the scrotum (11) to be examined dips into the water tank (14) through a round opening. The seat plate (12) is braced on the exterior of the water tank (13). Fig. 6 shows the structure of the surface of the seat.

A vertical array position is chosen in order to guarantee a horizontal, vertically adjustable sound beam line which is as close to under the water surface as possible (fig. 7). The beam path between transmitter and receiving-array (15) is directed by means of a pair of tilted mirrors (16) parallel to the water surface. These are mounted in the water tank (13), and at the bottom of the water tank (13) there are recesses for the arrays (15). By means of a mirror-holding device the mirror (16) is adjusted in its inclination. Thereby, the sound beam can be so adjusted, that it hits the receiving-array (15) exactly.

The water tank is fastened by means of an adaptor (17) to the locating bolts (18) in an assembly. The vertical alignment required for the data read-out record is realized by means of the multiphase motor (19) (Fig. 8). The multiphase motor (19) actuates by means of a gearwheel (20) the trapezoid spindle (21), which converts the rotational motion of the motor (19) into a vertical motion of the water tank (13). The vertical guidance takes place by means of the crossbeam (22) which is led from the tube joints (23) to the guide rods (24). The guide rods (24) along with the cross bars (25) simultaneously form the frame for the seat surface.

Both embodiments of the invention can additionally be used to produce the transmission-tomogram B-images, by connecting one of the ultrasound-transducer-arrays to a conventional B-image-device.

Instead of the embodiments specified here, the invention can be practiced with other ultrasound transducers, (e.g. with other ultrasound-arrays, with linear ultrasound arrays of other center frequency) or with other coupling media.

Moreover, a group drive can also be used instead of the single drive of the sound transducer. For example, by means of the half-step method with the group drive a doubling of the thickness of lines and gaps of the ultrasound mammograms can be achieved. In the same way, an electronic focusing as well as beam deflection can also be realized by the delay link.

#### Claims

1. Ultrasound method for the imaging of objects, in which, for example, living organs of soft tissue such as breasts or testicles can be arranged between ultrasound transducers, **characterized in that** the object between one or more acoustically coupled emitters or one or more receivers is sonicated, whereby in each case one or more projection images of the object are produced in the transmission mode, which quantitatively portray the properties of the object. These are, for example, the sound velocity, the sound damping or its' frequency dependence. The acoustic coupling can take place through a gel, a liquid bath or through an easily deformable container such as, e.g. a plastic bottle filled with water or another coupling medium. Thereby, the object can compress or be left in the original state.
2. Ultrasound system for the imaging of objects, in which, for example, living organs of soft tissue such as breasts or testicles can be arranged between ultrasound transducers, **characterized in that** the object between one or more acoustically coupled transmitters or one or more receivers is sonicated, whereby in each case one or more projection images of the object are produced in the transmission mode, which quantitatively portray the properties of the object. These are, for example, the sound velocity, the sound damping or its' frequency dependence. The transmitters and receivers consist of individual transducers, linear or two-dimensional arrays. The acoustic coupling can take place through a gel, a liquid bath or through an easily deformable container such as, e.g. a plastic bottle filled with water or another coupling medium. Thereby, the object can compress or be left

in the original state.

3. Ultrasound imaging system according to claim 2, characterized in that the object is scanned by means of two linear ultrasound-arrays point-wise for the line or gap, whereupon a motion of the line or gap follows and the scanning is repeated, until the whole organ is scanned. Thereby, one or more quantitative projection images vertical to the sound propagation direction are produced.
4. Ultrasound imaging system according to claim 2, characterized in that to avoid a mechanical scanning with a linear-array pair, an array or both arrays are formed as a two-dimensional transducer. The object is scanned, for example, meander-shaped. Thereby, one or more quantitative projection images vertical to the sound propagation direction are produced. The three sound parameters, velocity, damping and frequency dependence of damping can be quantitatively displayed.
5. Ultrasound imaging system according to claim 2, characterized in that a sound transmitter of large area is used. The sound receiver can be a linear or laminar array. The object is scanned by the sound receiver, for example, in meander-shape. Thereby, one or more quantitative projection images vertical to the sound propagation direction are produced.
6. Imaging ultrasound method according to one of the preceding claims, characterized in that a group drive instead of the single drive of the sound transducer is used, for example, by means of the half-step method. A doubling of the line and gap thicknesses in the ultrasound image can be achieved with the group drive.
7. Ultrasound imaging method according to one of the preceding claims, characterized in that a focusing and/or deflection of the receiving transducer takes place through a corresponding drive of the transmitter-array.
8. Ultrasound imaging method according to one of the preceding claims, characterized in that a focusing of the receiving transducer takes place by a corresponding actuation of the receiving-array.
9. Ultrasound imaging method according to one of the preceding claims, characterized in that a focusing of the sound beam and of the receiving transducer takes place by a corresponding actuation of the transmitter- and receiving-arrays.
10. Ultrasound method for the imaging of objects, in which, for example, living organs of soft tissue such as breasts or testicles can be arranged between two ultrasound transducers, characterized in that the object between an acoustically coupled emitter and a receiver arrangement is sonicated, whereby in each case several projection images and quantitative sectional images of the object are produced in the transmission mode. In all transmission images quantitative parameters are displayed, for example, the sound velocity, the sound damping and its' frequency dependence. The acoustic coupling can take place through a gel, a liquid bath or through an easily deformable container such as, e.g. a plastic bottle filled with water or another coupling medium. Thereby, the object can be compressed or left in the original

state.

11. Ultrasound method for the imaging of objects, in which, for example, living organs of soft tissue such as breasts or testicles can be arranged between two ultrasound transducers, characterized in that the object between an acoustically coupled emitter and a receiver arrangement is sonicated, whereby in each case several projection images and quantitative sectional images of the object are produced in the transmission mode. The emitter and receiver arrangement consists of single oscillator, linear or two-dimensional arrays. Quantitative parameters are displayed in all transmission images, for example, the sound velocity, the sound damping and its' frequency dependence. The acoustic coupling can take place through a gel, a liquid bath or through an easily deformable container such as, e.g. a plastic bottle filled with water or another coupling medium. Thereby, the object can compress or be left in the original state.
12. Ultrasound imaging system according to claim 11, characterized in that the object is scanned in a fan-beam shape, whereby three sectional views for each position of the linear array-pair or, respectively, for each line of the laminar array-pair axial to the sound propagation are produced. The three sound parameters of sound velocity, damping and damping frequency dependence are quantitatively displayed.
13. Ultrasound imaging method according to one of the preceding claims, characterized in that for improved resolution of the sectional views in the neighborhood of the emitter and the receiver, the arrays interchange emitter and receiver.
14. Ultrasound imaging method according to one of the preceding claims, characterized in that a three-dimensional image of the totality of the sectional view can be produced.
15. Ultrasound imaging method according to one of the preceding claims, characterized in that for improved diagnostics, one or more combination views of two or more ultrasound-transmission-sectional- and projection images are produced among and with one another. The combination can take place in various ways, e.g. by a projection of the individual views one after the other, by summation, coloring or a combination thereof.
16. Ultrasound imaging method according to one of the preceding claims, characterized in that for improved diagnostics, a combination image of an ultrasound B-image with one or more ultrasound-transmission-projection images or tomograms is produced. The combination can take place in various ways, e.g. by a projection of the individual views one after the other, by summation, coloring or a combination thereof.
17. Ultrasound method for the imaging of objects, in which, for example, living organs of soft tissue such as breasts or testicles can be arranged between two ultrasound transducers, characterized in that for improved diagnostics a combination image of one or more ultrasound-transmission-sectional- and projection images with an X-ray projection image are produced. The emitter and receiver arrangement consists of single oscillator, linear or two-dimensional arrays. Thereby, the object is compressed between an

acoustically coupled sound emitter and a receiving transducer and is sonicated, whereby in each case one or more quantitative ultrasound-projection images and/or ultrasound tomograms as well as an X-ray projection image of the object are produced. In all ultrasound transmission images quantitative parameters are displayed, for example, the sound velocity, the sound damping and its' frequency dependence. The acoustic coupling can take place through a gel, a liquid bath or through an easily deformable container such as, e.g. a plastic bottle filled with water or another coupling medium. The combination can take place in various ways, e.g. by a projection of the individual views one after the other, by summation, coloring or a combination thereof.

18. Ultrasound system for the imaging of objects, in which, for example, living organs of soft tissue such as breasts or testicles can be arranged between two ultrasound transducers, characterized in that for improved diagnostics a combination image of one or more ultrasound-transmission-sectional- and projection images with an X-ray projection image can be produced. Thereby, the object is compressed between an acoustically coupled sound emitter and a receiving transducer and is sonicated, whereby in each case one or more quantitative ultrasound-projection images and/or ultrasound tomograms as well as an X-ray projection image of the object are produced. Quantitative parameters are displayed in all ultrasound transmission images, for example, the sound velocity, the sound damping and its' frequency dependence. The acoustic coupling can take place through a gel, a liquid bath or through an easily deformable container such as, e.g. a plastic bottle filled with water or another coupling medium. The combination can take place in various ways, e.g. by a projection of the individual views one after the other, by summation, coloring or a combination thereof.
19. Ultrasound imaging system according to claim 18, characterized in that for the direct comparability of ultrasound and projection images, the image recording can take place in the same equipment, i.e. in the same position.

---

6 drawing pages concerning this

---

- blank page -

DRAWINGS PAGE 1

Number: DE 197 53 571 A1  
Int.Cl.<sup>6</sup>: A 61 B 8/15  
Date of Publication: June 17, 1999

## DRAWINGS

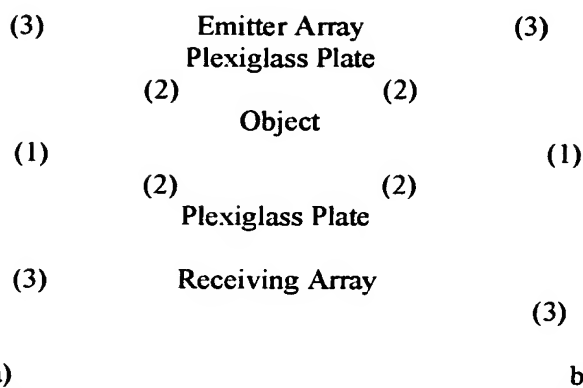


Figure 1: Schematic representation of the arrangement for taking ultrasound mammograms (projection images),  
a) side view, b) front view

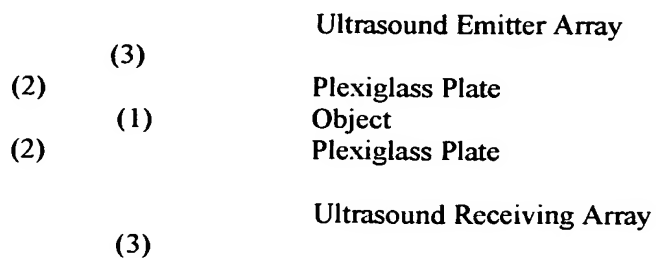


Figure2: Schematic representation of the arrangement for the taking of ultrasound tomograms (sectional views).

Number: DE 197 53 571 A1

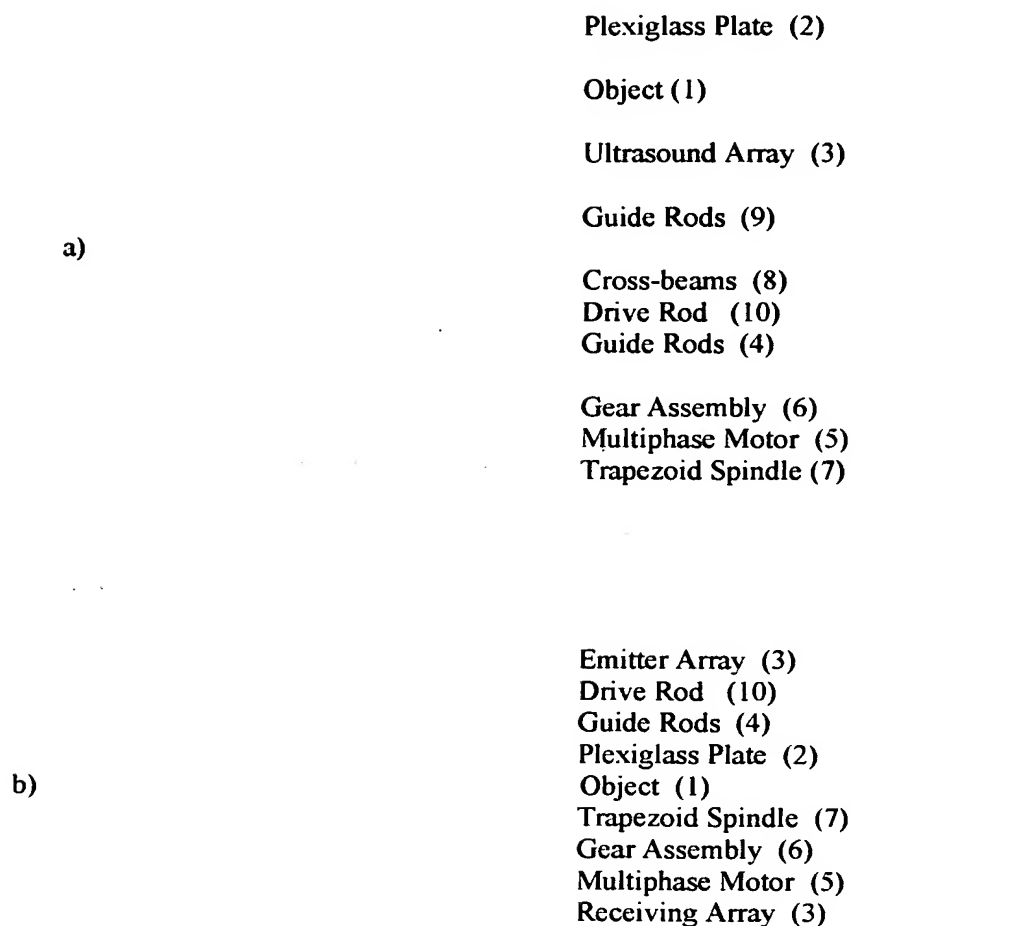


Figure 3: Schematic representation of the power drive of the array for the taking of ultrasound mammograms and tomograms,  
a) top view, b) side view

Phantom with 5 Inclusions of the same Sound Parameter		
Basic material: 5% NB 6454 F		
(1)	Inclusion:	10% ND 6454 F
(2)	Diameter of the inclusion:	
(5)	Inclusion 1:	12 mm
(4)	Inclusion 2:	10 mm
(3)	Inclusion 3:	8 mm
	Inclusion 4:	6 mm
	Inclusion 5:	10 mm

b)

c)

d)

e)

f)

g)

Figure 4: Ultrasound images of an alginate phantom

- a) Geometry of the alginate phantom, the concentrations of the polyethylene powder are given in percentages
- b) Sound velocity projection image, above: axial, below: lateral,
- c) Sound damping projection image, above: axial, below: lateral,
- d) Projection image of the frequency dependent sound damping, above: axial, below: lateral,
- e) Sound velocity tomogram,
- f) Sound damping tomogram,
- g) Tomogram of the frequency dependent tomogram.

a)

b)

c)

L

L

L

d)

e)

f)



DRAWINGS PAGE 4

Number: DE 197 53 571 A1  
Int.Cl.<sup>6</sup>: A 61 B 8/15  
Date of Publication: June 17, 1999

g)

h)

i)

j)

Figure 5: Ultrasound imaging of a left, female and healthy breast (20 years old),  
a) Sound velocity mammogram, not compressed,  
b) Sound damping mammogram, not compressed,  
c) Mammogram of the frequency dependent damping, not compressed,  
d) Sound velocity mammogram, compressed,  
e) Sound damping mammogram, compressed,  
f) Mammogram of the frequency dependent sound damping, compressed,  
g) Sound velocity tomogram,  
h) Sound damping tomogram,  
i) Tomogram of the frequency dependent sound damping,  
j) B-image, 5 MHz.

Cut-out (14)      Sitting Plate (12)

Water Tank (13)

Figure 6: Schematic representation of the seat surface.

Tilted Mirror (16)      Test Object (11)      Tilted Mirror (16)

Emitter Array (15)      Water Tank (13)      Receiving Array (15)

Figure 7: Schematic representation of the water tank for testicle-examination and its' beam guidance.

Adaptor (17)

Trapezoid-spindle (21)

Cross Beam (25)

Water Tank (13)

Locating Bolts (18)

Tube Joints (23)

Cross- beam (22)

Gear-wheel (20)

Guide Rod (24)

Multiphase Motor (19)

Figure 8: Schematic representation of the power drive for the taking of projection- and sectional view images of the testicles.

**DRAWINGS PAGE 6**

**Number: DE 197 53 571 A1**  
**Int.Cl.<sup>6</sup>: A 61 B 8/15**  
**Date of Publication: June 17, 1999**

a)

b)

c)

d)

e)

f)

g)

**Figure 9: Ultrasound imaging of a healthy scrotum (37 years old),**

- a) Projection image of the sound velocity,**
- b) Projection image of the sound damping,**
- c) Projection image of the frequency dependent damping,**
- d) Sound velocity tomogram,**
- e) Sound damping tomogram,**
- f) Tomogram of the frequency dependent sound damping**
- g) B-image, 5 MHz.**